

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 04-040940

(43) Date of publication of application : 12.02.1992

(51) Int. CI. A61B 5/14

G01N 21/31

(21) Application number : 02-149527 (71) Applicant : MINOLTA CAMERA CO LTD

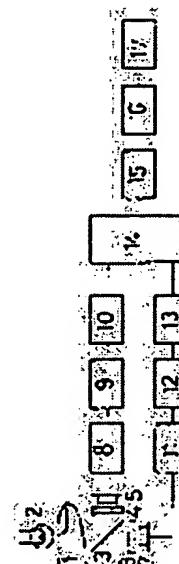
(22) Date of filing : 07.06.1990 (72) Inventor : HAMAGURI KENJI

## (54) INSTRUMENT FOR MEASURING CONCENTRATION OF TOTAL HEMOGLOBIN

## (57) Abstract:

PURPOSE: To measure the concn. of the total hemoglobin in blood with good accuracy without observation of blood and without erosion by irradiating a part to be measured with light of two kinds of wavelengths having different absorption coeffs. to hemoglobin and water and detecting the transmitted or reflected light of the respective wavelengths.

CONSTITUTION: A light source 2 allows the light to transmit the part 1 to be measured and a dichroic mirror 3 reflects the light contg. the short wavelength  $\lambda_1$  (the light having the absorption by Hb and HbO<sub>2</sub> and having no absorption by water) and allows the transmission of the light of the long wavelength  $\lambda_2$  (the light having no absorption by the Hb and HbO<sub>2</sub> and having absorption by the water). An interference filter 4 allows the transmission of the light of the wavelength  $\lambda_1$  and an interference filter 6 allows the transmission of the light of the wavelength  $\lambda_2$ . The light detected by photodetectors 5 and 7 is converted to electric signals which are subjected to Log conversion by logarithmic amplifiers 8 and 11. DC components are cut off by filters 9 and 12 and the signals are subjected to current rectification in current rectifier circuits 10 and 13. The signals are passed through a multiplexer 14 and are subjected to A/D conversion in an A/D converter 15. The signals  $E\lambda_1$ ,  $E\lambda_2$  corresponding to the wavelength  $\lambda_1$  and  $\lambda_2$  are calculated in an arithmetic circuit 16 and are displayed in a display section 17.



⑨ 日本国特許庁 (JP) ⑩ 特許出願公開  
⑪ 公開特許公報 (A) 平4-40940

⑫ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 5/14  
G 01 N 21/31

識別記号 310  
序内整理番号 8932-4C  
Z 7529-2J

⑬ 公開 平成4年(1992)2月12日

審査請求 未請求 請求項の数 6 (全6頁)

⑭ 発明の名称 総ヘモグロビン濃度測定装置

⑮ 特願 平2-149527  
⑯ 出願 平2(1990)6月7日

⑰ 発明者 姫 譲 治 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル  
ミノルタカメラ株式会社内

⑱ 出願人 ミノルタカメラ株式会社 大阪府大阪市中央区安土町2丁目3番13号 大阪国際ビル  
社

⑲ 代理人 弁理士 県 浩介

明細書

1. 発明の名称

総ヘモグロビン濃度測定装置

2. 特許請求の範囲

① ヘモグロビンと水に対しそれぞれ異なる吸収係数となる少なくとも2種の波長の光を被測定部に照射する手段と、被測定部を通過又は反射した上記各波長の光を受光手段と、該受光手段の上記各波長に対応する出力の駆動成分の互いの比から総ヘモグロビン濃度を求める計算手段を備えたことを特徴とする総ヘモグロビン濃度測定装置。

② 照射光として、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の吸収係数が等しい第1の波長の光と、Hb及びHbO<sub>2</sub>による吸収が水の吸収に対して十分小さい第2の波長の光を使用するようにしたことを特徴とする請求項①記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

③ 被測定部を加圧する加圧手段を設け、同加圧手段で被測定部を加圧した時と、加圧を解除した

時との被測定部を透過する透過光強度の変化分を測定し、計算手段で2波長における変化分の比から総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項②記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

④ 受光手段の上記2波長に対応する出力の駆動成分の比をRとした時、総ヘモグロビン濃度コントローラにより、総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項④乃至⑤記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。

⑤ 照射光として、それぞれ波長が異なるも3種類の波長の光を用い、ある波長の受光手段の出力の駆動成分に対する他の2波長の受光手段の出力の駆動成分の比をそれぞれR<sub>12</sub>、R<sub>13</sub>とした時、総ヘモグロビン濃度=(A<sub>1</sub> R<sub>12</sub> R<sub>13</sub> + A<sub>2</sub> R<sub>12</sub> + A<sub>3</sub> R<sub>13</sub> + A<sub>4</sub>) / (k<sub>1</sub> R<sub>12</sub> R<sub>13</sub> + k<sub>2</sub> R<sub>12</sub> + k<sub>3</sub> R<sub>13</sub> + k<sub>4</sub>)により、総ヘモグロビン濃度を求めるようにしたことを特徴とする請求項④記載の総ヘモグロビン濃度測定装置。但し、A<sub>1</sub>、A<sub>2</sub>、A<sub>3</sub>、A<sub>4</sub>は定数。

特開平4-40940(2)

64. 被測定部を加圧する加圧手段を設け、該受光手段は同加圧手段で被測定部を加圧した時と、加圧を解除した時との被測定部を透過する透過光強度の変化分を各波長毎に測定することを特徴とする請求項4記載の該ヘモグロビン濃度測定装置。

3. 発明の詳細な説明

(発明上の利用分野)

本発明は、血液中の該ヘモグロビン濃度を光学的に非観血・無侵襲で測定する装置に関する。

(従来の技術)

ヘモグロビンには、原形のヘモグロビン(Hb)と酸化した酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)があり、その和がヘモグロビン全量の量である。現在、該ヘモグロビンの濃度を求めようとした時は、一定量の血液を採血して一定のセルに入れ、円セル中の同血液を、分光分野を行うことにより測定している。しかし、人間の体から血液を取出すには苦痛が伴うし、また、血液が不足している病人からは採血することが出来ない。

そこで、挨拶しないで直接人体の適当な部位に

部を測定することにより、非観血・無侵襲ではヘモグロビン濃度を測定できる測定手段が開発されている。血液中の該ヘモグロビン量を非観血・無侵襲で測定する装置が開発されており、上記装置では該ヘモグロビン量の算出を次式。

$$\text{該ヘモグロビン量} = \text{定数} \times (Y_{569} - Y_{650})$$

$Y_{569}$  : 569 nmにおける吸光度

$Y_{650}$  : 650 nmにおける吸光度

で行っているが、定数の値が、測定部位の血管の密度によって変化するために、測定精度が低いと言う問題がある。

(発明が解決しようとする課題)

本発明は、血液中の該ヘモグロビン(Hb+HbO<sub>2</sub>)の濃度を、非観血・無侵襲で精度良く測定する装置を提供することを目的とする。

(課題を解決するための手段)

該ヘモグロビン濃度測定装置として、両型のヘモグロビンと水に対しそれぞれ異なる吸収係数となる少なくとも2種の波長の光を被測定部に照射する手段と、被測定部を透過又は反射した上記各

波長の光を受光する受光手段と、該受光手段の上記あたりに対応する出力の駆動成分の互いの比から該ヘモグロビン濃度を求める算定手段を備え、照射光として、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の吸収係数が等しい第1の波長の光と、Hb及びHbO<sub>2</sub>による吸収が水の吸収に対して十分小さい第2の波長の光を使用するようにした時は、動脈の自然の脈動における血管を上記2波長で透過し、その透過光強度の変化分を測定するか、或は、被測定部を加圧する加圧手段を設け、同加圧手段で被測定部を強制的に加圧した時と、加圧を解除した時との被測定部を透過する透過光強度を2波長において変化分を測定し、演算手段で2波長における変化分の比から該ヘモグロビン濃度を求めるようにした。

また、照射光として、それぞれ波長が異なる2種類の波長の光を用いた場合には、ある波長の受光手段の出力の駆動成分に対する他の2波長の受光手段の出力の駆動成分の比から該ヘモグロビン濃度を求めるようにした。

(作用)

被測定部から非観血・無侵襲で該ヘモグロビン濃度を測定しようとした場合、個人によって被測定部の状況、例えば、被測定部全体の厚さ、被測定部における皮膚、皮下の厚さ、血液の少ない組織と脂肪の多い組織の厚さの比等が異なるし、また、血管は脈動しているために、1波長の光による測定値から血管部へモグロビン濃度を求めることはできない。

そこで本発明は、血液中には、水が含まれていることに着目し、水に吸収されなくて、ヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)における吸収が大きい波長と、水に吸収されるがヘモグロビン(Hb)と酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)に対しては吸収が少ない波長との光の2波長の光で該測定部を測定し、2波長の光で得られる測定値の比を取ることにより、脈動による変化を除去し、被測定部から非観血・無侵襲で該ヘモグロビン濃度を測定できるようにしようとするものである。その計算の詳細を下記に説明

## 特開平4-40940(3)

する。

ヘモグロビン(Hb)及び酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の吸収があって、水による吸収の無い波長λ<sub>1</sub>の光を被測定部に照射したときの透過光強度I<sub>λ<sub>1</sub></sub>は、動脈血の厚み(被測定部における動脈を1ケ所に始めた時の動脈の厚さ)の時間変化により実験してあり。

$$I_{\lambda_1} = I_{\lambda_1} \cdot T_{\lambda_1} \cdot e^{-\mu_{\lambda_1}^{Hb} (C_{Hb} + C_{HbO_2}) \cdot d} \quad (1)$$

I<sub>λ<sub>1</sub></sub>：波長λ<sub>1</sub>の入射光強度

T<sub>λ<sub>1</sub></sub>：動脈血以外の組織の波長λ<sub>1</sub>における透過率

μ<sub>λ<sub>1</sub></sub><sup>Hb</sup>：Hbの波長λ<sub>1</sub>における吸収係数

μ<sub>λ<sub>1</sub></sub><sup>HbO<sub>2</sub></sup>：HbO<sub>2</sub>の波長λ<sub>1</sub>における吸収係数

C<sub>Hb</sub>：動脈血中のHbの濃度

C<sub>HbO<sub>2</sub></sub>：動脈血中のHbO<sub>2</sub>の濃度

d：動脈血の厚みの平均値

△d(t)：動脈血の厚みの変化分の函数

上記(1)式で表される、また、Hb及びHbO<sub>2</sub>による吸収が無く、水による吸収がある波長λ<sub>2</sub>の光を被測定部に照射したときの透過光強度I<sub>λ<sub>2</sub></sub>は

$$= - [ \mu_{\lambda_2}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_2}^{HbO_2} C_{HbO_2} ] \frac{1}{d} \Delta d(t) \dots (2)$$

$$I_{\lambda_2} = I_{\lambda_2} \cdot T_{\lambda_2} \cdot e^{-[ \mu_{\lambda_2}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_2}^{HbO_2} C_{HbO_2} ] \frac{1}{d} \Delta d(t)} \dots (3)$$

が得られる。λ<sub>2</sub>としてμ<sub>λ<sub>2</sub></sub><sup>Hb</sup> = μ<sub>λ<sub>2</sub></sub><sup>HbO<sub>2</sub></sup>

を得たす波長を選ぶと(3)式は、

$$I_{\lambda_2} = I_{\lambda_2} \cdot T_{\lambda_2} \cdot e^{-[ \mu_{\lambda_2}^{Hb} (C_{Hb} + C_{HbO_2}) ] \frac{1}{d} \Delta d(t)} \dots (4)$$

(4)式、(3)式より、動脈血の厚さの変化分△d(t)を消去すれば、

$$C_{Hb} + C_{HbO_2} = \frac{\mu_{\lambda_2}^{Hb}}{\mu_{\lambda_2}^{HbO_2}} \cdot \frac{I_{\lambda_2}}{I_{\lambda_1}} \dots (5)$$

と表すことができる。この(5)式の吸収係数μ<sub>λ<sub>2</sub></sub><sup>Hb</sup>、μ<sub>λ<sub>2</sub></sub><sup>HbO<sub>2</sub></sup>は、予め実験等で測定することができる。透過光強度I<sub>λ<sub>1</sub></sub>、I<sub>λ<sub>2</sub></sub>と、平均透過光強度I<sub>λ<sub>1</sub></sub>、I<sub>λ<sub>2</sub></sub>は、波長λ<sub>1</sub>とλ<sub>2</sub>の2波長による被測定部の透過光に対して、測定により求めることができるから、端ヘモグロビン濃度を、測定により求めることができるとなる。本発明は、上記原理に基づき、端ヘモグロビン濃度を、被測定部から非吸収・無

I<sub>λ<sub>1</sub></sub>と同時に、動脈血の厚みの変化に応じて変化しており、

$$I_{\lambda_2} = I_{\lambda_2} \cdot T_{\lambda_2} \cdot e^{-[ \mu_{\lambda_2}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_2}^{HbO_2} C_{HbO_2} ] \frac{1}{d} \Delta d(t)} \dots (6)$$

I<sub>λ<sub>2</sub></sub>：波長λ<sub>2</sub>の入射光強度

T<sub>λ<sub>2</sub></sub>：動脈血以外の組織の波長λ<sub>2</sub>における透過率

μ<sub>λ<sub>2</sub></sub><sup>Hb</sup>：水の波長λ<sub>2</sub>における吸収係数

で表される。

動脈血の厚さの変化分△d(t)は、平均厚さdから変化分であるので、(1)式及び(2)式両者の時間平均を取れば、動脈血の変化分が消去でき、平均透過光強度I<sub>λ<sub>1</sub></sub>、I<sub>λ<sub>2</sub></sub>を求めることができる。

$$I_{\lambda_1} \cdot T_{\lambda_1} \cdot e^{-[ \mu_{\lambda_1}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_1}^{HbO_2} C_{HbO_2} ] \frac{1}{d} \Delta d(t)} = \overline{I_{\lambda_1}} \dots (7)$$

$$I_{\lambda_2} \cdot T_{\lambda_2} \cdot e^{-[ \mu_{\lambda_2}^{Hb} C_{Hb} + \mu_{\lambda_2}^{HbO_2} C_{HbO_2} ] \frac{1}{d} \Delta d(t)} = \overline{I_{\lambda_2}} \dots (8)$$

と表すことができる。(7)、(8)、(9)より、下式(9)のように計算をすれば、未知数である入射光強度I<sub>λ<sub>1</sub></sub>、I<sub>λ<sub>2</sub></sub>、透過率T<sub>λ<sub>1</sub></sub>、T<sub>λ<sub>2</sub></sub>を消去することができる。

$$I_{\lambda_1} \cdot T_{\lambda_1} / \overline{I_{\lambda_1}}$$

後段で測定できるようにしようとするものである。

・

## (実施例)

第1図に本発明の一実施例を示す。第1図において、1は被測定部、2は光源2で、光を被測定部1に透過させる。3はダイクロイックミラーで、指定波長以下の光は反射し、指定反射以上の光は透過させる。つまり1被測定部1を透過した光の内、波長の短い波長λ<sub>1</sub>を含む光(Hb及びHbO<sub>2</sub>)による吸収があつて、水による吸収がない光)を反射し、波長の長い波長λ<sub>2</sub>を含む光(Hb及びHbO<sub>2</sub>)による吸収があつて、水による吸収がある光)を透過させる。4は干涉フィルターで、反射した光から波長λ<sub>1</sub>の光だけを透過させ、透過させた光は受光素子5で受光される。6は干涉フィルターで、透過した光から波長λ<sub>2</sub>の光だけを透過させ、透過させた光は受光素子7で受光される。受光素子5及び7で受光された光は、電気信号に変換された後、增幅器8及び11でL<sub>0</sub>g交換され、ハイパスフィルター9及び12

Best Available Copy

## 特許平4-40940(4)

により直線部分がカットされ、欠損部分のみが直線回路10及び13で補償される。補償された信号は、上記の回路及び直線に比例した電圧となっている。直線回路10及び13の出力は、マルチプレクサ14を経て、A/D変換器15により順次A/D変換される。A/D変換された波長入1及び入2に対応する信号E<sub>11</sub>、E<sub>12</sub>は、演算回路16で、

$E = a(E_{11}/E_{12})^b + c \dots \dots \dots \text{回}$

が計算される。回式は回式に対応しており、aは  $\mu_{11}^b/\mu_{12}^b$  であり、bは回路のオフセットや歪ばれた波長のずれを補正するためのもので、cとともに実験的に求め決定される。E<sub>11</sub>/E<sub>12</sub>の実効範囲が狭いときは、回式は1次式で近似しても良い。演算回路16での演算結果は、最終的に表示部17に表示される。

第3回に付し、H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>、水の吸収係数の分光特性曲線を示す。波長入1の光としては、第3回に示すように、H<sub>2</sub>とH<sub>2</sub>O<sub>2</sub>において吸収係数が同じである波長の光が通しているので、波長8

0.5 nmの光を用いている。また、この波長8.05 nm光を受光する受光素子としては、シリコンフォトダイオード又はゲルマニウムフォトダイオードが適している。波長入2の光としては、第3回に示すように、H<sub>2</sub>及びH<sub>2</sub>O<sub>2</sub>による吸収が少なく、水による吸収がある光が適している。H<sub>2</sub>及びH<sub>2</sub>O<sub>2</sub>による吸収が少ない光の波長は1.2 nm以上であり、この条件を満足し且つ\*による吸収がある光としては、波長が約1.2 nm、約1.45 nm、約2 nm、約2.5 nm、約6 nm等の光がある。約1.2 nm、約1.45 nmを選択した時は、受光素子7としては、ゲルマニウムフォトダイオード又はPbS光導電素子が適しており、約2 nm、約2.5 nmを選択した時は、受光素子7としては、PbS光導電素子が適しており、約6 nmを選択した時は、受光素子7としては、PbS光導電素子が適している。

入1として、 $\mu_{11}^b = \mu_{12}^b$  が成り立たない波長が選択された時は、λ'1、λ'2、λ'3の3種の波長

の光を用いて、C<sub>111</sub> + C<sub>1211</sub>を決定することができる。各上記波長の入射光強度をI<sub>111</sub>、I<sub>121</sub>、I<sub>122</sub>とし、透過光量をI<sub>111'</sub>、I<sub>121'</sub>、I<sub>122'</sub>とし、I<sub>111'</sub>、I<sub>121'</sub>、I<sub>122'</sub>のそれぞれの平均値を、 $\overline{I_{111}}$ 、 $\overline{I_{121}}$ 、 $\overline{I_{122}}$ とする。このとき、  
 $I_{111}' = I_{111} \cdot T_{111} \cdot e^{-\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221}}$   
 $I_{121}' = I_{121} \cdot T_{121} \cdot e^{-\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221}}$

但し、 $\lambda = 1, 2, 3$

と表せる。また、

$$R_{111} = (L_{111} - I_{111})/\overline{I_{111}} + L_{211} \cdot I_{121}/\overline{I_{121}}$$

$$R_{121} = (L_{121} - I_{121})/\overline{I_{121}} + L_{211} \cdot I_{111}/\overline{I_{111}}$$

とすると

$$R_{111} = \frac{\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221}}{\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221}}$$

$$R_{121} = \frac{\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221}}{\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221}}$$

となり、これらより、

$$C_{111} = \frac{\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221} + (L_{111} - I_{111})R_{111} + (L_{121} - I_{121})R_{121} + (L_{122} - I_{122})R_{122}}{(B_{111} - \mu_{11}^b C_{111})R_{111} + (B_{121} - \mu_{121}^b C_{1211})R_{121} + (B_{122} - \mu_{122}^b C_{1221})R_{122}}$$

$$C_{1211} = \frac{\mu_{11}^b C_{111} + \mu_{121}^b C_{1211} + \mu_{122}^b C_{1221} + (L_{111} - I_{111})R_{111} + (L_{121} - I_{121})R_{121} + (L_{122} - I_{122})R_{122}}{(B_{111} - \mu_{11}^b C_{111})R_{111} + (B_{121} - \mu_{121}^b C_{1211})R_{121} + (B_{122} - \mu_{122}^b C_{1221})R_{122}}$$

が求められる。これから解るよう、想へモグラビ

ン法で  $(C_{111} + C_{1211})/2$ 。

$$C_{111} + C_{1211}$$

$$= (Q_1 R_{111} R_{121} + Q_2 R_{121} + Q_3 R_{122})$$

$$+ (K_1 R_{111} R_{121} + K_2 R_{121} + K_3 R_{122}) \dots \dots \text{回}$$

により決定される。ここで  $Q_1, Q_2, Q_3, K_1, K_2, K_3$  は、λ'1、λ'2、λ'3各波長におけるH<sub>2</sub>、H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>、水の吸収係数によって決まる定数である。測定装置の誤差補正のために、

$$C_{111} + C_{1211}$$

$$= (Q_1 R_{111} R_{121} + Q_2 R_{121} + Q_3 R_{122} + Q_4)$$

$$+ (K_1 R_{111} R_{121} + K_2 R_{121} + K_3 R_{122} + K_4) \dots \dots \text{回}$$

としても良い。このとき  $Q_1 \sim Q_4, K_1 \sim K_4$  は実験時に決められる。また、被測定部を通過した光の直動成分を減らす方法は、パルスオキシメータで従来より実施されている全ての方法が利用でき、第1回の方式に限らずされるものではない。光源として、時分割的に点滅される短波長のLEDを用い、透過光を单一の受光素子で受けて、

Best Available Copy

### 特開平4-40940 (5)

サンプルホールド回路等で対応する複数波長の透過光強度に対応した信号に分離した後、原曲成分を求めるもの。

上記実施例では、動脈血の脈動による透過光の変動成分から端ヘモグロビン濃度を求めるものであるが、反射光でも同様の方法で、端ヘモグロビン濃度を求めることができる。

また、第2図に別の実施例を示す。第2図の実施例では、動脈血の脈動を利用するのではなく、1日のカフ内の液体（例えば空気）により、吸気部1をポンプ2により加圧し、2つの波長で、その時の透過光の強度（ $I_{\lambda_1}$ 、 $I_{\lambda_2}$ ）を測定し、加圧を解除した時に、上記2波長で透過光の強度（ $I_{\lambda_1} + \Delta I_{\lambda_1}$ 、 $I_{\lambda_2} + \Delta I_{\lambda_2}$ ）を測定する。これらの測定値より、

$$\log_e (I_{\lambda_1} + \Delta I_{\lambda_1}) / I_{\lambda_1}$$

$$\text{及び}, \log_e (I_{\lambda_2} + \Delta I_{\lambda_2}) / I_{\lambda_2}$$

を算出する。この量は上述の回式、回式に対応するので、それらの値から前記実施例と同様の手法で、端ヘモグロビン濃度を求めることができる。

加圧手段は本実施例に固定されるものではなく、例えば、ガラス管で被測定部を挟んでガラス管を変位させても良い。

また、3波長を使用した場合も、前述の実施例と同様の手法で端ヘモグロビン濃度を求めることができる。

#### （発明の効果）

本発明によれば、端ヘモグロビン濃度を光学的に非酸化、無後締で測定することが可能になり、採血できない重病人や貧血の人の端ヘモグロビン濃度の測定が可能になった。

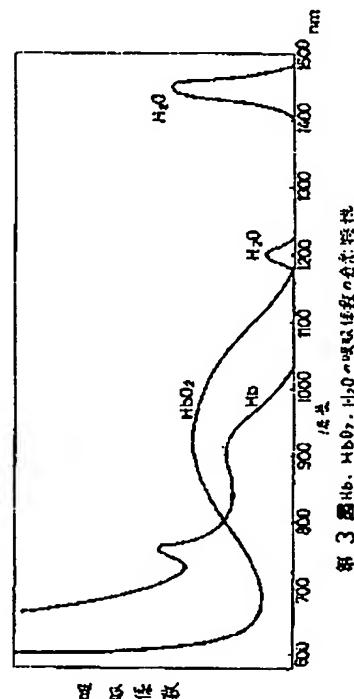
#### 4. 採血の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例の構成図、第2図は加圧装置を使用した時の説明図、第3図は吸収係数の分光特性曲線図である。

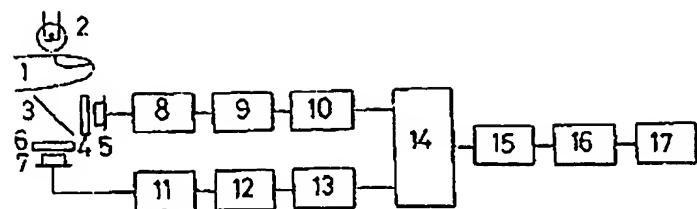
1…吸測定部、2…光路2、3…ダイクロイックミラー、4…干涉フィルター、5…発光素子、6…干涉フィルター、7…受光素子、8…対数増幅器、9…ハイパスフィルター、10…直流回路、11…対数増幅器、12…ハイパスフィルター。

13…整流回路、14…マルチアレクサ、15…A/D変換器、16…演算回路、17…表示部。

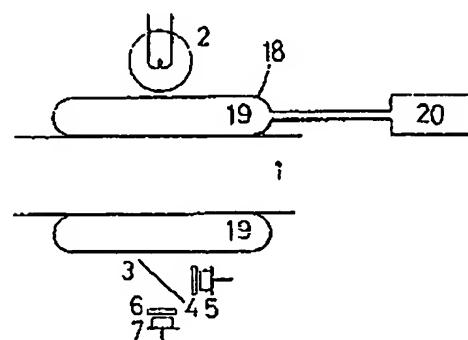
代理人 特許士 鹿 治 介



特開平4-40940(6)



第1図



第2図



